

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-188033

(43)Date of publication of application : 13.07.1999

(51)Int.Cl.

A61B 6/14
A61B 6/00

(21)Application number : 09-360363

(71)Applicant : HAMAMATSU PHOTONICS KK

(22)Date of filing : 26.12.1997

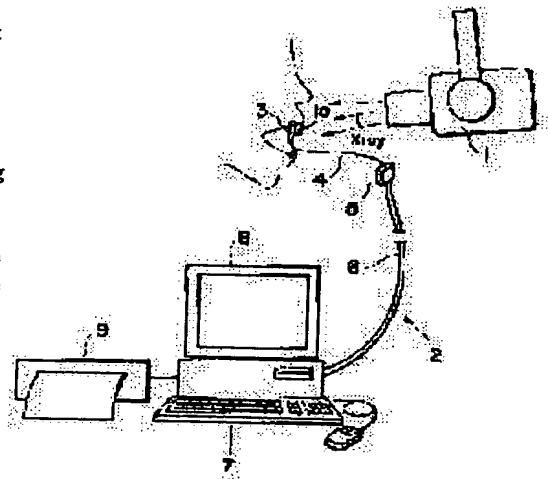
(72)Inventor : MIYAGUCHI KAZUHISA
MURAMATSU SATORU
MURAKI TETSUHIKO

(54) DENTISTRY X-RAY IMAGE PICKUP DEVICE AND ITS MODULE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To miniaturize a tooth image detecting part by setting a first cable connected with the tooth image detecting part and a second cable connected with an image pickup element control means and placing a image pickup time control part that has a trigger pulse generation circuit between those two cables.

SOLUTION: An X-ray radiation source 1 from which radiates X-ray and a tooth image detecting part 3 (sensor head) set on a top of image pickup device module 2 are opposed to be placed with putting a teeth 1a between them. The tooth image detecting part 3 is connected to the control box 5, which is an image pickup time control part, with the cable 4. The control box 5 is connected to the control unit 7 with the cable 6. The control box 5 has a trigger pulse generation circuit and it is formed to adjust the X-ray image pickup time automatically according to the irradiation time of X-ray radiation source. Thus it needs the arrangement of the trigger pulse generation circuit on the tooth image detecting part 3 and makes miniature.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

16.05.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

2/4

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-188033

(43) 公開日 平成11年 (1999) 7月13日

(51) Int. Cl. °	識別記号	F I
A 6 1 B 6/14	3 0 0	A 6 1 B 6/14 3 0 0
6/00		6/00 3 0 3 F

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 9 頁)

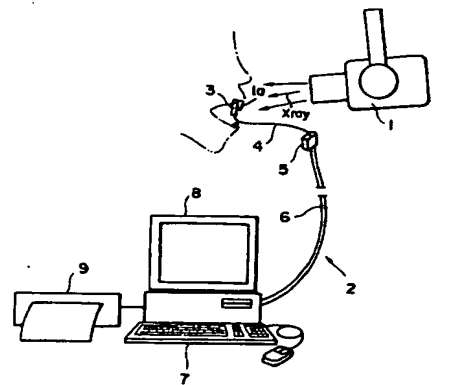
(21) 出願番号	特願平9-360363	(71) 出願人	000236436 浜松ホトニクス株式会社 静岡県浜松市市野町1126番地の1
(22) 出願日	平成9年 (1997) 12月26日	(72) 発明者	宮口 和久 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ トニクス株式会社内
		(72) 発明者	村松 悟 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ トニクス株式会社内
		(72) 発明者	村木 哲彦 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ トニクス株式会社内
		(74) 代理人	弁理士 長谷川 芳樹 (外3名)

(54) 【発明の名称】 歯科用 X線像撮像装置および歯科用 X線像撮像装置用モジュール

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 歯牙像検出部を小型化するとともにトリガパルスを安定して発生する。

【解決手段】 フォトダイオードのような歯牙を透過した透過 X線の入射により発光するシンチレータと、発光を撮像する固体撮像素子と、固体撮像素子が配置されるベース板と、ベース板上に配置されると共に、光電流を生じさせる光電素子とを有する歯牙像検出部 3 と、トリガパルス発生回路を有する撮像時間制御部 5 と、積分時間制御信号と固体撮像素子に蓄積された電気信号を読み出すための読出信号とを固体撮像素子に送信する撮像素子制御手段 7 と、撮像素子制御手段に接続されると共に、歯牙の X線像を表示するモニタ手段 8 とを備える。



FP03-0266
00W0-HP
04.1.20
SEARCH REPORT

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体である歯牙を透過した透過X線の入射により発光するシンチレータと、前記シンチレータから発せられた光を撮像する固体撮像素子と、前記固体撮像素子が配置されるベース板と、前記ベース板上に配置されると共に、前記シンチレータから発せられた光が入射されることにより光電流を生じさせる光電素子とを有する歯牙像検出部と、

前記光電素子から出力された前記光電流をトリガパルスに変換するトリガパルス発生回路を有する撮像時間制御部と、

前記トリガパルスに基づいて、前記固体撮像素子の撮像時間を制御する積分時間制御信号と前記固体撮像素子に蓄積された電気信号を読み出すための読出信号とを前記固体撮像素子に送信する撮像素子制御手段と、

前記撮像素子制御手段に接続されると共に、歯牙のX線像を表示するモニタ手段と、

前記歯牙像検出部と前記撮像時間制御部とを接続すると共に、前記固体撮像素子に蓄積された前記電気信号と前記光電素子から出力された前記光電流とを前記歯牙像検出部から前記撮像時間制御部に転送し、前記固体撮像素子の撮像時間を制御する前記積分時間制御信号と前記固体撮像素子に蓄積された電気信号を読み出すための前記読出信号とを前記撮像時間制御部から前記歯牙像検出部に転送する第一のケーブルと、

前記撮像時間制御部と前記撮像素子制御手段とを接続すると共に、前記固体撮像素子から出力された前記電気信号と前記撮像時間制御部から出力された前記トリガパルスとを前記撮像時間制御部から前記撮像素子制御手段に転送し、前記固体撮像素子に蓄積された前記電気信号を読み出すための前記読出信号と前記固体撮像素子の撮像時間を制御する前記積分時間制御信号とを前記撮像素子制御手段から前記撮像時間制御部に転送する第二のケーブルと、

を備えることを特徴とする歯科用X線像撮像装置。

【請求項2】 前記第二のケーブルが、前記第一のケーブルよりも太いことを特徴とする請求項1記載の歯科用X線像撮像装置。

【請求項3】 前記光電素子が、前記固体撮像素子を挟んで二つ配置されていることを特徴とする請求項1または請求項2記載の歯科用X線像撮像装置。

【請求項4】 被写体である歯牙を透過した透過X線の入射により発光するシンチレータと、前記シンチレータから発せられた光を撮像すると共に、外部から読出信号が入力されることにより蓄積された電気信号を出力する固体撮像素子と、前記固体撮像素子が配置されるベース板と、前記ベース板上に配置されると共に、前記シンチレータから発せられた光が入射されることにより光電流を生じさせる光電素子とを有する歯牙像検出部と、前記光電素子から出力された前記光電流を前記固体撮像

素子の撮像時間を制御するトリガパルスに変換するトリガパルス発生回路を有する撮像時間制御部と、

前記歯牙像検出部と前記撮像時間制御部とを接続すると共に、前記固体撮像素子に蓄積された前記電気信号と前記光電素子から出力された前記光電流とを前記歯牙像検出部から前記撮像時間制御部に転送し、前記固体撮像素子に蓄積された前記電気信号を読み出すために外部から入力された前記トリガパルスに基づく前記読出信号と前記固体撮像素子の撮像時間を制御するために外部から入力された前記トリガパルスに基づく積分時間制御信号とを前記撮像時間制御部から前記歯牙像検出部に転送する第一のケーブルと、

前記撮像時間制御部に接続されると共に、前記固体撮像素子から出力された前記電気信号と前記撮像時間制御部から出力された前記トリガパルスとを前記撮像時間制御部から外部に転送し、外部から入力された前記読出信号と前記積分時間制御信号とを前記撮像時間制御部に転送する第二のケーブルと、

を備えることを特徴とする歯科用X線像撮像装置用モジュール。

【請求項5】 前記第二のケーブルが、前記第一のケーブルよりも太いことを特徴とする請求項4記載の歯科用X線像撮像装置用モジュール。

【請求項6】 前記光電素子が、前記固体撮像素子を挟んで二つ配置されていることを特徴とする請求項4または請求項5記載の歯科用X線像撮像装置用モジュール。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、固体撮像素子がX線源の照射時間に依じて歯牙のX線像の撮像時間を自動的に調整できる歯科用X線像撮像装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】歯科用のX線像撮像装置において、従来の銀塩フィルム方式に代わり、CCD等の固体撮像素子を用いるフィルムレス方式が提案されている。このフィルムレス方式は、従来のフィルム方式と比較して、①リアルタイム観察が可能、②現像のための装置や処理液が不要、③固体撮像素子のX線感度特性がリニアであるためX線照射量の低減、④撮像したX線像の画像処理が可能、⑤撮像したX線像の複写、保存が容易、等の大きなメリットがある。

【0003】反面、フィルムレス方式では、X線放射装置のX線放射タイミングと固体撮像素子の画像読取動作とを同期させる必要があるため、X線放射装置に装着されたX線放射タイミングを検知するトリガパルス発生回路と固体撮像素子の駆動制御部とを接続するケーブルが必要になる。即ち、このケーブルを介して、トリガパルス発生回路からのトリガ信号を固体撮像素子の駆動制御部に伝え、駆動制御部で画像読取信号を制御しているの

である。しかし、このケーブルがあるとX線像の撮像作業が煩わしくなるという問題があった。

【0004】この問題を解決するために、トリガパルス発生回路をX線放射装置に設けず、CCDデバイス側に設ける技術が知られている。例えば、特表平6-507796号公報に掲載された装置では、トリガパルス発生回路は、CCDの背面、即ち、CCDを挟んでX線源の反対側に配置されている。この装置によれば、X線放射装置とCCDとを接続するケーブルを用いることなく、CCDデバイスがX線放射装置から放出されたX線に照射される時間に依りて露光時間を調節することが可能となる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】歯牙のX線像を撮像する歯科用のX線像撮像装置においては、CCDを収容する歯牙像検出部は口腔内で用いられるため、歯牙像検出部を小型化し使い易さの向上を図ることが極めて重要となる。しかし、上記特表平6-507796号公報に掲載された装置では、CCDの背面にトリガパルス発生回路が設けられているため、結果として歯牙像検出部の寸法は大きくなり、使用に際し患者に不快感を抱かせることになる。

【0006】また、CCDを透過したX線はシンチレータ付フォトダイオードに入射すると同時に、トリガパルス発生回路にも入射する。トリガパルス発生回路には、更にCCDとは逆側からもX線が入射する。このように、トリガパルス発生回路にX線が入射すると、トリガパルス発生回路から発生する信号自体の信号量や信号幅が変動したり、タイミングが変動することがある。信号やタイミングの変動は誤動作の原因となり易い。更に、X線の入射によりトリガパルス発生回路を構成する要素であるIC等の部品の特性が劣化するため、回路部自体の特性を劣化させるという問題もある。

【0007】本発明は、このような従来の問題を解決するためになされたものであり、歯牙像検出部を小型化するとともにトリガパルスを安定して発生することができる歯科用X線像撮像装置および歯科用X線像撮像装置用モジュールを提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、本発明の歯科用X線像撮像装置は、被写体である歯牙を透過した透過X線の入射により発光するシンチレータと、シンチレータから発せられた光を撮像する、例えばCCDのような、固体撮像素子と、固体撮像素子が配置されるベース板と、ベース板上に配置されると共に、シンチレータから発せられた光が入射されることにより光電流を生じさせる、例えばフォトダイオードのような光電素子とを有する歯牙像検出部と、光電素子から出力された光電流をトリガパルスに変換するトリガパルス発生回路を有する撮像時間制御部と、トリガパルスに基づ

いて、固体撮像素子の撮像時間を制御する積分時間制御信号と固体撮像素子に蓄積された電気信号を読み出すための読出信号とを固体撮像素子に送信する撮像素子制御手段と、撮像素子制御手段に接続されると共に、歯牙のX線像を表示するモニタ手段と、歯牙像検出部と撮像時間制御部とを接続すると共に、固体撮像素子に蓄積された電気信号と光電素子から出力された光電流とを歯牙像検出部から撮像時間制御部に転送し、固体撮像素子の撮像時間を制御する積分時間制御信号と固体撮像素子に蓄

積された電気信号を読み出すための読出信号とを撮像時間制御部から前記歯牙像検出部に転送する第一のケーブルと、撮像時間制御部と撮像素子制御手段とを接続すると共に、固体撮像素子から出力された電気信号と撮像時間制御部から出力されたトリガパルスとを撮像時間制御部から撮像素子制御手段に転送し、固体撮像素子に蓄積された電気信号を読み出すための読出信号と固体撮像素子の撮像時間を制御する積分時間制御信号とを撮像素子制御手段から撮像時間制御部に転送する第二のケーブルとを備えることを特徴とする。

20 【0009】この歯科用X線像撮像装置によれば、シンチレータを介して、ベース板に配置された固体撮像素子により、被写体である歯牙のX線像を撮像することができる。また、トリガパルス発生回路によって、X線の入射に対応して光電素子から出力される光電流をトリガパルスに変換することができ、さらに、このトリガパルスは、撮像素子制御手段において、積分時間制御信号に変換される。そして、この積分時間制御信号により固体撮像素子の撮像時間が制御される。

30 【0010】特に、この歯科用X線像撮像装置によれば、歯牙像検出部に接続される第一のケーブルと、撮像素子制御手段に接続される第二のケーブルを設けて、この二本のケーブルの間にトリガパルス発生回路を備える撮像時間制御部を配置したため、歯牙像検出部にトリガパルス発生回路を配置する必要がなくなり、歯牙像検出部の小型化が図れると共に、トリガパルスを安定して発生することができる。

【0011】固体撮像素子に蓄積された電気信号は、撮像素子制御手段から送信される信号により読み出され、モニタ手段により歯牙のX線像が表示される。

40 【0012】また、第二のケーブルが、第一のケーブルよりも太いことが望ましい。第一のケーブルが細ければ、診断時に患者の口腔内に挿入しやすくなる。また、第二のケーブルが太ければ、使用の際に、ケーブルを足で踏んだり、急激な力が加えられたときでも、内部の線が切断されにくくなる。

50 【0013】さらに、光電素子が、固体撮像素子を挟んで二つ配置されていることが望ましい。光電素子を二つ設けることにより、一方の光電素子が被写体である歯牙によりX線の入射を遮蔽された場合でも、他方の光電素子により撮像時間を制御するための電気信号を出力する

ことができる。

【0014】また、本発明の歯科用X線像撮像装置用モジュールは、被写体である歯牙を透過した透過X線の入射により発光するシンチレータと、シンチレータから発せられた光を撮像すると共に、外部から読出信号が入力されることにより蓄積された電気信号を出力する固体撮像素子と、固体撮像素子が配置されるベース板と、ベース板上に配置されると共に、シンチレータから発せられた光が入射されることにより光電流を生じさせる光電素子とを有する歯牙像検出部と、光電素子から出力された光電流を固体撮像素子の撮像時間を制御するトリガパルスに変換するトリガパルス発生回路を有する撮像時間制御部と、歯牙像検出部と撮像時間制御部とを接続すると共に、固体撮像素子に蓄積された前記電気信号と光電素子から出力された光電流とを歯牙像検出部から撮像時間制御部に転送し、固体撮像素子に蓄積された電気信号を読み出すために外部から入力されたトリガパルスに基づく読出信号と固体撮像素子の撮像時間を制御するために外部から入力されたトリガパルスに基づく積分時間制御信号とを撮像時間制御部から歯牙像検出部に転送する第一のケーブルと、撮像時間制御部に接続されると共に、固体撮像素子から出力された電気信号と撮像時間制御部から出力されたトリガパルスとを撮像時間制御部から外部に転送し、外部から入力された読出信号と積分時間制御信号とを撮像時間制御部に転送する第二のケーブルとを備えることを特徴とする。

【0015】この歯科用X線像撮像装置用モジュールを用いれば、シンチレータを介して、ベース板に配置された固体撮像素子により、被写体である歯牙のX線像を撮像することができる。また、トリガパルス発生回路によって、X線の入射に対応して光電素子から出力される光電流を、固体撮像素子の撮像時間を制御する積分時間制御信号の基となるトリガパルスに変換することができる。

【0016】特に、この歯科用X線像撮像装置モジュールによれば、歯牙像検出部に接続される第一のケーブルと第二のケーブルとの間にトリガパルス発生回路を備える撮像時間制御部を配置したため、歯牙像検出部にトリガパルス発生回路を配置する必要がなくなり、歯牙像検出部の小型化が図れると共に、トリガパルスを安定して発生することができる。

【0017】また、第二のケーブルが、第一のケーブルよりも太いことが望ましい。第一のケーブルが細ければ、診断時に患者の口腔内に挿入しやすくなる。また、第二のケーブルが太ければ、使用の際に、ケーブルを足で踏んだり、急激な力が加えられたときでも、内部の線が切断されにくくなる。

【0018】さらに、光電素子が、固体撮像素子を挟んで二つ配置されていることが望ましい。光電素子を二つ設けることにより、一方の光電素子が被写体である歯牙

によりX線の入射を遮蔽された場合でも、他方の光電素子により撮像時間を制御するための電気信号を出力することができる。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る歯科用X線像撮像装置および歯科用X線像撮像装置用モジュールの好適な実施形態について詳細に説明する。まず、歯科用X線像撮像装置の構成について言及する。

【0020】図1は、歯科用X線像撮像装置を歯の診断に用いた図である。X線を放射するX線源1と撮像装置用モジュール2の先端に設けられた歯牙像検出部であるセンサヘッド3とが、患者の歯牙1aを挟んで対向するようにセットされる。また、歯牙像検出部3には、第一のケーブル4によって、歯牙1aのX線像の撮像時間を制御する撮像時間制御部であるコントロールボックス5が接続されている。さらに、コントロールボックス5には、第二のケーブル6によって撮像素子制御手段である制御装置7が接続されている。そして、制御装置7には、歯牙のX線像を表示するモニタ8と表示内容を出力するプリンタ9とが接続されている。

【0021】図2は、撮像装置用モジュール2の全体平面図である。センサヘッド3は、樹脂ケース3aの内部に、後述するCCD等を搭載している。また、センサヘッド3のX線受光面3bは、隅部にアールを有した略長方形形状を成している。なお、X線受光面3bは、図に示した略長方形形状のものに限られることはなく、円形、楕円形、正方形等にすることもできる。また、コントロールボックス5は、直方体形状を成しており、内部には、後述するトリガパルス発生回路とバッファ回路を搭載している。

【0022】センサヘッド3とコントロールボックス5とを接続する第一のケーブル4は、第二のケーブル6よりも径が小さくされている。本実施形態においては、第一のケーブル4の径は約3mmで、第二のケーブル6の径は約6mmであるが、当然この寸法に限定されるものではない。また、第一のケーブル4の長さは約20cmで、第二のケーブル6の長さは約5mであるが、この長さに限定されるものではなく、センサヘッド3の大きさや、歯の診断を行う診断室の広さ等の環境によって左右される。

【0023】しかしながら、第一のケーブル4が必要以上に長い場合、ケーブル自体がアンテナとして機能してしまうため、X線発生装置等の周辺機器からの電磁ノイズや、他のケーブルからの信号(ノイズ)の影響を受けやすくなる。更に、後述のようにトリガパルス発生回路にはオペアンプにより構成されるI-V変換器が含まれているが、第一のケーブルが長すぎると、このオペアンプが発振してしまうという問題も発生する。

【0024】反面、第一のケーブル4の長さが短かすぎる場合、即ち、センサヘッド3とコントロールボックス

5との距離が短かすぎる場合は、使用時にコントロールボックス5が邪魔になったり、コントロールボックス5中の回路部が直接X線の放射を受け易くなるため、誤動作の原因となったり、回路自体が劣化し易くなる。

【0025】従って、トリガパルス発生回路の出力の安定性、および長寿命化を考慮した場合、第一のケーブル4はノイズの影響を受けず、かつ使用時に邪魔になったりX線の影響を受けない程度の長さに設計することが望ましい。この場合、診断室の広さ等の環境に対応するには、第二のケーブル6の長さを調整することが必要となる。そのため、第一のケーブル4よりも第二のケーブル6の方が長いことが望ましい。なお、第二のケーブル6の一端には、制御装置7と撮像装置用モジュール2とを接続するためのコネクタ10が設けられている。

【0026】次に、図3および図4を用いて、センサヘッド3の内部構造を説明する。図3は、センサヘッド3内部の縦断面図であり、図4は、センサヘッド3内部の平面図である。セラミックス製の薄板状の固定用基台11上のほぼ中央に、銅タングステン製のベース板12が設けられており、ベース板12上には、導電性樹脂によってCCD14が接着されている。CCD14の配線は、4辺の内の一辺から引き出されており、配線部15を形成している。そして、この配線部15が設けられた辺と垂直な二つの辺に、CCD14を挟んで帯状のフォトダイオード16が、一個ずつ設置されている。なお、ベース板12は、銅タングステン製のものに限られることはなく、平坦な膜を高精度に形成することができる材料であれば良い。

【0027】CCD14と各フォトダイオード16の上部には、これらを覆うように光ファイバプレート17が接着樹脂により固定されている。そして、この光ファイバプレート17の上方に、GOS（ガドミウムオキシサルファイド）からなるシンチレータ18が配置されている。なお、シンチレータ18は、GOSに限られることはなく、NaIやCsI等を用いることもできる。光ファイバプレート17は、シンチレータで変換された光学像を拡散することなくCCD14の受光面に伝送することができる。一方、CCD14の配線部15が設けられた辺以外の固定用基台11上の3辺には、セラミックス層13が三段積層されている。この三段のセラミックス層13のうち最上段層のみが光ファイバプレート17側に突出しているため、セラミックス層13を積層する際に、仮に下の二層が位置ずれを起こしたとしても、最上段層の突起部の位置を調節することにより、光ファイバプレート17をCCD14に精度良く固定することができる。

【0028】なお、本実施形態におけるセンサヘッド3では、上述のように、ベース板12上にCCD14と帯状のフォトダイオード16とが別体で形成されているが、CCDのシリコン基板上にCCD14と帯状のフォ

トダイオード16をモノリシックに形成することもできる。CCD14と帯状のフォトダイオード16をモノリシックに形成した場合、これらをより近接して配置させることができるため、更なる小型化が実現でき、さらに低コストで装置全体を製作することが可能になる。また、CCD14及びフォトダイオード16は、シリコン基板上に同一プロセスで形成できるため、製造工程が複雑化することはない。更に、CCD14とフォトダイオード16をそれぞれベース板12上に配置することや、
10 両者の位置合わせを行う必要がないため、組み立て工程の簡素化も図ることができる。

【0029】続いて、図1および図3を参照して、本実施形態による歯科用X線撮像装置を用いた歯牙の診断過程を説明する。まず、患者の診断すべき歯牙1aの裏側にセンサヘッド3を当て、X線源1のスイッチ（図示しない）を一定時間オンにして、歯牙1aに向けてX線を放射する。歯牙1aを透過した透過X線は、センサヘッド3のシンチレータ18に入射する。シンチレータ18は透過X線が入射することにより、光子を放出する。
20 放出された光子が光ファイバプレート17の中を進みCCD14に到達することで、CCD14は歯牙1aのX線像を撮像することができる。なお、CCD14にシンチレータ18から放出された光子が入射すると、CCD14内に信号電荷が蓄積される。虫歯等の原因で歯牙1a内の一部に空洞がある場合は、その空洞部分についてはX線の透過量が多くなるため、空洞のない部分と比較すると、シンチレータ18で放出される光子の量が多くなり、さらには、CCD14に蓄積される信号電荷量も多くなる。

30 【0030】ここで、図5～図7を用いて、CCD14の撮像時間の制御方法を説明する。本実施形態において、CCD14の1周期の撮像動作（時間）は、信号電荷を蓄積する動作（時間）、露光動作といわれる積分動作（時間）と、信号電荷を読み出す読出動作（時間）から構成される。

【0031】図5は、X線照射からX線像のモニタ表示までの流れを示している。図5に示すように、X線および透過X線がシンチレータ18を照射することによって発生した光子は、CCD14だけでなく、二個のフォトダイオード16にも入射する。フォトダイオード16に光子が入射すると、フォトダイオード16は光電流を生じ、この光電流は第一のケーブル4を伝わり、コントロールボックス5内のトリガパルス発生回路19に到達する。なお、フォトダイオード16が一個の場合は、X線が照射されても、そのダイオードが歯の汚れや、金歯等の影になると、光電流を発生しない等の誤動作が生じたが、フォトダイオード16を二個設けることにより、一方のフォトダイオード16が影になった場合でも、誤動作を防ぐことができる。

50 【0032】図6は、トリガパルス発生回路19の構成

を示しており、図7は、トリガパルス発生回路19のタイミングチャートである。なお、図7の(I)～(V I)は、図6の(I)～(V I)における信号を示している。トリガパルス発生回路19は、図6のように、I-V変換器19a、増幅回路19b、コンパレータ19c、単安定マルチバイブレータ19d、インバータ19eを備えている。

【0033】トリガパルス発生回路19に到達した光電流は、図7(II)のように、I-V変換器19aで電圧に変換される。この出力電圧は増幅回路19bで、図7(III)のように数倍に増幅され、コンパレータ19cで、図7(IV)のようにアナログ信号からTTLのようなデジタル信号に変換される。そして、単安定マルチバイブレータ19dにより、図7(V)のように所定の幅に引き伸ばされ、インバータ19eにより、図7(VI)のように反転させられた後、トリガパルスが制御装置7に出力される。

【0034】制御装置7は、トリガパルスに基づいて、トリガパルスの立ち下がり部分で歯牙1aのX線像の積分が開始し、立ち上がり部分で積分が終了するようにCCD14を制御する積分時間制御信号を決定し、この信号をCCD14に出力する。また、制御装置7は、トリガパルスに基づいて、CCD14の信号電荷を読み出す読出信号を決定し、この信号をCCDに向けて連続的に出力する。

【0035】従来、このような役割を果たすトリガパルス発生回路19は、センサヘッド3内に収納されていたが、本実施形態のように、センサヘッド3の外部にコントロールボックス5を設け、この中にトリガパルス発生回路19を収納することで、センサヘッド3の小型化を図ることができる。また、トリガパルス発生回路19は、直接X線に照射されにくくなるため、X線入射による回路の誤動作や、回路部自体の劣化を防止することができる。

【0036】また、センサヘッド3の外部にコントロールボックス5を設けたことで、第一のケーブル4と第二のケーブル6という、太さの異なる二本のケーブルを用いることが可能となる。歯牙1aの診断に際しては、図8のように、センサヘッド3だけでなく、第一のケーブル4の一部も口腔内に入るが、本実施形態においては、第一のケーブル4の径は細く作られているため、スムーズに口腔内に挿入することができる。また、口腔内で使用されることに鑑み、第一のケーブル4は、柔軟性のある材料で形成することが望ましい。

【0037】一方、制御装置7に繋がる第二のケーブル6は、床の上に置かれたりすることが多いが、本実施形態においては、第二のケーブル6の径は太く作られているため、足に絡んだり、踏み付けた場合でも、ケーブル内の配線は切断されにくくなる。すなわち、従来は、トリガパルス発生回路を収納するコントロールボックス5

がなかったため、センサヘッドと制御装置とを接続するケーブルの径は一定にしなければならなかったが、本実施形態によれば、コントロールボックス5を設けたため、口腔内への挿入のし易さと、配線の切断され難さの両方を同時に向上することが可能となる。

【0038】続いて、CCD14で撮像されたX線像を表示するまでの過程を説明する。制御装置7からCCD14に蓄積された信号電荷を読み出すための上記の読出信号が発信されると、読出信号は、第二のケーブル6、
10 コントロールボックス5、さらに、第一のケーブル4中を進みCCD14に到達する。

【0039】読出信号がCCD14に到達すると、CCD14に蓄積された信号電荷が読み出される。信号電荷は、電気信号として第一のケーブル4中を進み、コントロールボックス5に到達する。CCD14で発生した信号電荷は、CCD14の出力部のMOSFET(図示しない。)とコントロールボックス5内部に設けられた負荷抵抗によって電圧信号に変換される。

【0040】その後、電圧信号に変換された電気信号
20 は、コントロールボックス5内部に設けられたバッファ回路により出力インピーダンスを下げられるため、ノイズの影響を受けにくくなり、また、径が太い第二のケーブル6を伝わる際にも信号が劣化しないようになる。バッファ回路を通過した電気信号は、第二のケーブル6中を進み、制御装置7に到達する。制御装置7において電気信号はコンピュータ処理を加えられ、モニタ8に、歯牙1aのX線撮像結果が表示される。

【0041】この際、虫歯等が原因で空洞がある部分、
30 即ち、CCD14に蓄積された信号電荷の多い部分を濃い色にして、空洞のない部分、即ち、信号電荷の少ない部分を薄い色にして表示することができる。また、制御装置7におけるコンピュータ処理方法を変えることにより、信号電荷の多い部分を明るい色にして、信号電荷の少ない部分を暗い色にすること等も可能である。また、モニタ8の表示結果は、プリンタ9により出力される。

【0042】

【発明の効果】本発明による歯科用X線像撮像装置によれば、歯牙像検出部に接続される第一のケーブルと、撮像素子制御手段に接続される第二のケーブルを設けて、
40 この二本のケーブルの間にトリガパルス発生回路を備える撮像時間制御部を配置したため、歯牙像検出部にトリガパルス発生回路を配置する必要がなくなり、歯牙像検出部の小型化が図れると共に、トリガパルスを安定して発生することができる。

【0043】また、第一のケーブルを第二のケーブルよりも細くすることにより、診断時に患者の口腔内に挿入し易くすることができる。また、第二のケーブルを太くすれば、使用の際に、ケーブルを足で踏んだり、急激な力が加えられたときでも、内部の線が切断されにくく
50 することができる。

【0044】さらに、光電素子を二つ設けることにより、一方の光電素子が歯の汚れや金歯等によりX線の入射を遮蔽された場合でも、他方の光電素子により撮像時間を制御するための電気信号を出力することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による歯科用X線像撮像装置の一実施例を示す図である。

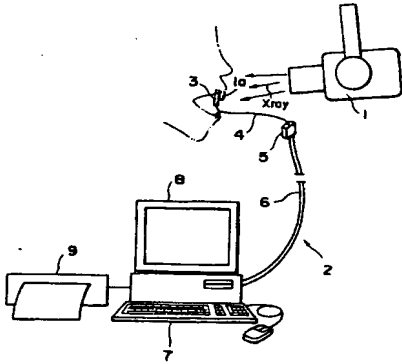
【図2】本発明による歯科用X線像撮像装置用モジュールの一実施例を示す全体平面図である。

【図3】歯科用X線像撮像装置のセンサヘッド内部の縦断面図である。

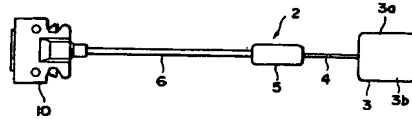
【図4】歯科用X線像撮像装置のセンサヘッド内部の平面図である。

【図5】X線照射からX線像のモニタ表示までのフロー

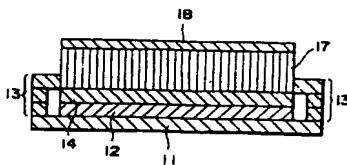
【図1】



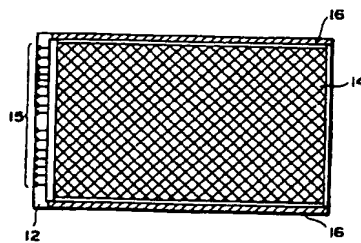
【図2】



【図3】



【図4】



チャートである。

【図6】トリガパルス発生回路の構成図である。

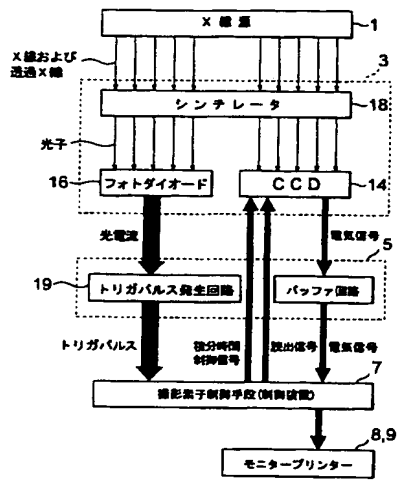
【図7】トリガパルス発生回路のタイミングチャートである。

【図8】歯科用X線像撮像装置の使用状態を示す拡大図である。

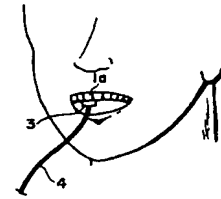
【符号の説明】

1…X線源、2…撮像装置用モジュール、3…センサヘッド（歯牙像検出部）、4…第一のケーブル、5…コントロールボックス（撮像時間制御部）、6…第二のケーブル、7…制御装置（撮像素子制御手段）、14…CCD、16…フォトダイオード、17…光ファイバプレート、18…シンチレータ、19…トリガパルス発生回路。

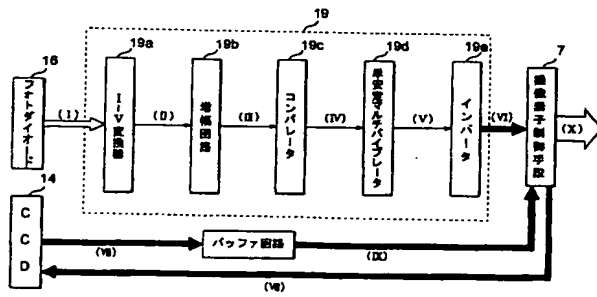
【図5】



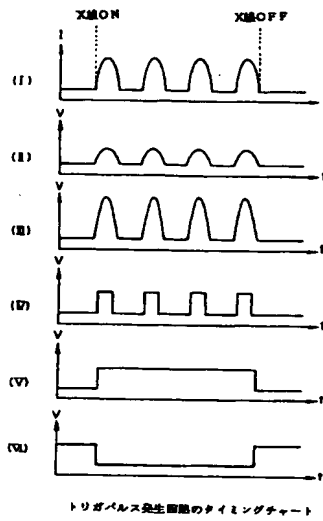
【図8】



【図6】



【図7】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT OR DRAWING
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- GRAY SCALE DOCUMENTS
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.